

## Effect of Surface Stiffness on the Risk Factors Related to Ground Reaction Force during Two-Leg Landing

Abbas Farjad Pezeshk<sup>1</sup>, Heydar Sadeghi<sup>2</sup>, Mohammad Shariat Zadeh<sup>3</sup>, Zahra Safaie Pour<sup>4</sup>

1. Assistant Professor in Sports Sciences Group, Faculty of Physical Education and Sport Sciences, Birjand University, Birjand, Iran
2. Professor in Sports Biomechanics, Faculty of Sport Sciences, Kharazmi University, Tehran, Iran
3. Assistant professor in Sports Physiology, Sport Sciences Research Institute of Iran, Tehran, Iran
4. Assistant Professor of Social and Rehabilitation Sciences University, Tehran, Iran

Received: 2019.June.14 Revised: 2019.August.21 Accepted: 2019.August.24 Published Online: 2019.September.23

### ABSTRACT

**Background and Aims:** There is a general agreement regarding the importance of surface on which human beings walk as a key factor on the frequency and severity of lower limb injuries. The aim of the present study was to investigate the effect of surface stiffness on the risk factors of lower limb injuries during bilateral landing.

**Materials and Methods:** In the current study, we investigated the lower limb stiffness and the ground reaction force of 15 young male individuals during the landing on five surfaces with different stiffness from 200 to 500 KN/m.

**Results:** The results of ANOVA showed that there is a significant difference between lower limb stiffness and maximum ground reaction force during landing on surfaces with different stiffness.

**Conclusion:** According to the results of the present study, during landing and when approaching to the surface, humans act differently in comparison to rigid masses, so that, depending on the task, maintain the natural dynamics of the center of mass and effectiveness of movement and reduce the loads.

**Keywords:** Surface stiffness; Lower limb stiffness; Ground reaction force; Bilateral landing

How to cite this article: Abbas Farjad Pezeshk. Heydar Sadeghi. Mohammad Shariat Zadeh. Zahra Safaie pour. Effect of surface stiffness on the risk factors related to ground reaction force during two-leg landing. J Rehab Med. 2020; 9(2):318-325.

## تأثیر سفتی سطح بر ریسک وقوع آسیب‌های ناشی از اعمال نیروی عکس‌العمل زمین طی فرود دو پا

عباس فرجاد پزشک<sup>۱\*</sup>، حیدر صادقی<sup>۲</sup>، محمد شریعت‌زاده<sup>۳</sup>، زهرا صفایی‌پور<sup>۴</sup>

۱. استادیار گروه علوم ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه بیرجند، بیرجند، ایران
۲. استادتمام گروه آسیب‌شناسی و بیومکانیک ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران
۳. استادیار گروه فیزیولوژی ورزشی، پژوهشگاه تربیت بدنی و علوم ورزشی، تهران، ایران
۴. استادیار گروه ارتوپدی فنی، دانشگاه علوم بهزیستی و توانبخشی، تهران، ایران

پذیرش مقاله ۱۳۹۸/۰۶/۰۲

بازنگری مقاله ۱۳۹۸/۰۵/۳۰

دریافت مقاله ۱۳۹۸/۰۳/۲۴

### چکیده

**مقدمه و اهداف:** در حال حاضر اهمیت سطحی که انسان روی آن حرکت انجام می‌دهد، به‌عنوان یک عامل بالقوه در فرکانس و شدت آسیب‌های اندام تحتانی به اثبات رسیده است. هدف از انجام تحقیق حاضر تأثیر سفتی سطح بر ریسک وقوع آسیب‌های ناشی از اعمال نیروی عکس‌العمل زمین طی فرود دو پا بود.

**مواد و روش‌ها:** سفتی اندام تحتانی و نیروی عکس‌العمل زمین ۱۵ مرد جوان در فرود از سکو روی پنج سطح با سفتی ۲۰۰ تا ۵۰۰ کیلو نیوتن بر متر مورد اندازه‌گیری قرار گرفت.

**یافته‌ها:** نتایج آزمون آنالیز واریانس با اندازه‌گیری مکرر نشان داد بین سفتی اندام تحتانی و نیروی عکس‌العمل عمودی زمین در سطوح مختلف، تفاوت معناداری وجود دارد.

**نتیجه‌گیری:** با توجه به یافته‌های تحقیق حاضر، انسان برخلاف اجسام در هنگام برخورد با سطحی جدید خود را با آن منطبق می‌کند تا از این طریق بسته به حرکت مورد نظر دینامیک طبیعی مرکز جرم و بازده حرکت را حفظ کرده و همچنین نیروها را تعدیل کند

**واژه‌های کلیدی:** سفتی سطح؛ سفتی اندام تحتانی؛ نیروی عکس‌العمل عمودی زمین؛ فرود دو پا

**نویسنده مسئول:** سید عباس فرجاد پزشک، استادیار گروه علوم ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه بیرجند، بیرجند، ایران  
آدرس ایمیل: Abbas.Farjad@birjand.ac.ir

## مقدمه و اهداف

ایمنی یکی از مهمترین ویژگی‌های سطحی است که انسان مستقیماً (مانند کفپوش) و یا غیرمستقیم (مانند کفش، ارتوز و غیره) با آن در تماس است. در حال حاضر، اهمیت سطحی که انسان روی آن حرکت انجام می‌دهد، به‌عنوان یک عامل بالقوه در فرکانس و شدت آسیب‌های اندام تحتانی به اثبات رسیده است.<sup>[۵-۱۱]</sup> صرف نظر از نوع سطحی (کفپوش، کفش، ارتوز) که حرکت در آن انجام می‌شود، تأثیر سطح بر چگونگی اعمال نیروی عکس‌العمل عمودی زمین و ضربه ناشی از این نیرو یکی از مهمترین جنبه‌های مرتبط با ایمنی سطح به شمار می‌رود.<sup>[۶-۸]</sup> با توجه به اینکه نیروی عکس‌العمل زمین را می‌توان به‌عنوان یکی از مهمترین عوامل موثر در بروز آسیب‌های عضلانی-اسکلتی تلقی کرد.<sup>[۹، ۱۰]</sup> تلاش‌هایی به منظور کاهش اثر این نیرو طی حرکت انجام شده است. ابتدا تصور کلی بر این بود که استفاده از سطح نرم‌تر به دلیل افزایش زمان تماس و کاهش نیروهای ناشی از ضربه می‌تواند موجب کاهش نیروی عکس‌العمل زمین شود.<sup>[۱۱]</sup> بر طبق اصول مکانیکی نیز سقوط جسم روی سطح نرم‌تر به دلیل افزایش زمان تماس موجب کاهش اوج نیروی اعمالی بر جسم می‌شود. به همین ترتیب، در منابع بیومکانیکی چنین عنوان شده است که در صورت فرود ورزشکار روی سطوح نرم، نیروی کمتری به فرد اعمال می‌شود.<sup>[۱۲]</sup> با این حال، از آنجایی که یکی از تفاوت‌های اصلی میان بدن انسان و اجسام صلب در قابلیت سازگاری و تنظیم عملکرد در شرایط مختلف است، مشاهده رفتاری متفاوت از سوی انسان در هنگام حرکت روی سطوح با سفتی مختلف می‌تواند منطقی به نظر برسد؛ از این رو، نمی‌توان بر اساس اصول مکانیکی مربوط به جسم صلب درباره بدن انسان تصمیم‌گیری کرد.<sup>[۱۳]</sup>

در همین راستا، بخشی از مطالعات انجام‌شده در حوزه بررسی اثر سفتی سطح به این نکته اشاره کردند در صورتی که انسان روی سطحی با سفتی زیاد حرکتی کند، سفتی اندام خود را کاهش و برعکس، هنگامی که روی سطحی با سفتی کم حرکت می‌کند، سفتی اندام خود را افزایش می‌دهد.<sup>[۱۴، ۱۵]</sup> این تغییر در رفتار فرد به منظور جبران تغییرات سطح با هدف حفظ الگوی طبیعی حرکت مرکز جرم و متعاقباً کاهش انرژی مصرفی انجام می‌شود. این محققین ریشه تغییرات را در تغییر واکنش فرد به دنبال فرود روی سطوح مختلف دانستند؛ به این صورت که فرد در هنگام حرکت روی سطح نرم سفتی مفاصل و متعاقباً سفتی اندام خود را تغییر می‌دهد که متعاقباً این افزایش در سفتی اندام به رد و بدل شدن بهتر نیروی بین اندام و سطح و برعکس کمک کرده و موجب افزایش نیروی برگشتی از سوی زمین به فرد می‌شود.<sup>[۱۶، ۱۷]</sup>؛ به همین دلیل از افزایش

## مواد و روش‌ها

در مطالعه نیمه‌تجربی حاضر با طرح پیش‌آزمون-پس-آزمون و مدل تأثیرسنجی، ۱۵ مرد جوان بالغ سالم در دامنه سنی  $28 \pm 8$  سال و فاقد هیچ‌گونه آسیب و ناهنجاری تأثیرگذار بر الگوی حرکتی به‌صورت نمونه در دسترس شرکت کردند. میانگین و انحراف استاندارد قد ایستاده و وزن آزمودنی‌های شرکت‌کننده در این تحقیق به‌ترتیب  $174 \pm 24$  سانتی‌متر و  $72 \pm 23$  کیلوگرم بود. برای آماده‌سازی سطوح مختلف از روشی مشابه با فریس و فیِرلی<sup>[۱۴]</sup> و فیِرلی و همکاران<sup>[۱۵]</sup> استفاده شد. برای این منظور، فنرهایی با ضریب سفتی معلوم زیرتخته‌ای از جنس نئوپان (در ابعاد  $40 * 40$ ) قرار گرفتند. برای سطحی‌ترین لایه روی سطح نئوپان از روکشی از جنس پارکت استفاده شد. فنرها از طریق اتصال پیچ و مهره به پیرامون تخته متصل شدند. متعاقباً، تعداد و سفتی فنرها میزان سفتی سطح را تعیین می‌کند.<sup>[۱۴، ۱۵]</sup> مشخصات فنی مربوط به فنرهای تعبیه‌شده برای تعیین سفتی سطح در جدول ۱ و نحوه آرایش آنها در زیر سطح در تصویر ۱ به نمایش درآمده است.

جدول ۱. مشخصات فیزیکی فنرهای مورد استفاده برای طراحی سطوح فنری

| متغیر                           | ۵۰ کیلو نیوتن بر متر | ۱۰۰ کیلو نیوتن بر متر |
|---------------------------------|----------------------|-----------------------|
| قطر مفتول فنر (میلی متر)        | ۷                    | ۸                     |
| قطر داخلی فنر (میلی متر)        | ۵۵                   | ۵۵                    |
| قطر خارجی فنر (میلی متر)        | ۴۱                   | ۳۹                    |
| طول آزاد فنر (میلی متر)         | ۱۰۰                  | ۱۰۰                   |
| تعداد حلقه‌های فعال             | ۴                    | ۴                     |
| تعداد حلقه‌های کلی              | ۶                    | ۶                     |
| طول فنر در حالت بسته (میلی متر) | ۴۹                   | ۵۶                    |
| فاصله بین حلقه‌ها (میلی متر)    | ۱۹/۷۵                | ۱۹                    |
| زاویه سعود حلقه‌ها (درجه)       | ۷/۴۶                 | ۷/۳۳                  |
| جنس مفتول                       | Stainless 17-7 A313  | Stainless 17-7 A313   |



تصویر ۱. نحوه آرایش فنرها زیر سطح. عدد نشان‌دهنده میزان سفتی فنر مورد نظر است

باید متناظر با حداکثر تغییر شکل اندام باشد<sup>[۱۴]</sup>؛ از این رو، برای محاسبه سفتی عمودی اندام، حداکثر نیروی عکس‌العمل عمودی در هنگام تماس پا با سطح یا تقسیم بر حداکثر تغییر طول عمودی مرکز جرم بدن شد.<sup>[۱۴]</sup> برای محاسبه تغییر طول عمودی مرکز جرم بدن، ابتدا مرکز جرم بخش‌های پا، ساق، ران، تنه محاسبه و سپس مرکز جرم کلی بدن با استفاده از رابطه زیر مورد محاسبه قرار گرفت<sup>[۱۵]</sup>:

$$L = \frac{m_1 y_1 + m_2 y_2 + m_3 y_3 + \dots + m_n y_n}{m_1 + m_2 + m_3 + \dots + m_n}$$

در این جا، L موقعیت عمودی مرکز جرم، m جرم بخش و y موقعیت عمودی مرکز جرم بخش مورد نظر می‌باشد.

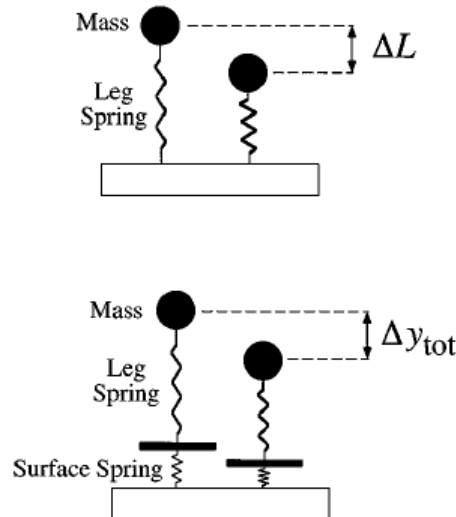
$$K_{Leg} = \frac{F_{Peak}}{\Delta L}$$

در این جا  $K_{Leg}$  سفتی کل سیستم اندام تحتانی است.  $F_{Peak}$  حداکثر نیروی اعمالی و  $\Delta L$  حداکثر تغییر طول در زمان مشابه با زمان اعمال حداکثر نیرو است. از معادله فوق تنها در سطوح سخت می‌توان استفاده نمود. با این حال، در سطوح فنری که تغییر طول مرکز جرم حاصل تغییر طول اندام و سطح می‌باشد، برای محاسبه سفتی عمودی از روش زیر باید استفاده نمود (تصویر ۲).

$$K_{total} = \frac{F_{peak}}{\Delta y_{tot}}$$

اندازه‌گیری‌های مربوط به این پژوهش در آزمایشگاه بیومکانیک ورزشی پژوهشگاه تربیت بدنی و علوم ورزشی انجام شد. برای اندازه‌گیری نیروی عکس‌العمل عمودی زمین از صفحه نیرو<sup>۱</sup> ساخت کشور آمریکا در فرکانس نمونه‌برداری ۱۰۰۰ هرتز و برای اندازه‌گیری اطلاعات کینماتیکی از سیستم شش دوربینی موشن آنالایز مدل راپتور<sup>۲</sup> در فرکانس ۵۰۰ هرتز استفاده شد. در فرآیند انجام کار ابتدا پنج مارکر بازتابی روی لندمارک‌های آخرمی، تروکانتر بزرگ، اپی کندیل خارجی ران، قوزک خارجی و سر پنجمین متاتارسال و سطح مورد نظر روی صفحه نیرو قرار داده شد. سپس فرد به بالای سکویی به ارتفاع ۴۰ سانت رفت و پس از اعلام فرمان فرود، به او چنین آموزش داده شد که یک پای خود را جلو آورده و با پای دیگر خود را به سمت سطح رها کند، به طوری که شرایط سقوط آزاد روی سطح به خوبی شبیه‌سازی شود. سه تکرار صحیح از هر فرد اندازه‌گیری شد.

پس از اندازه‌گیری اطلاعات، داده‌ها به صورت بصری مورد بررسی قرار گرفت تا اطلاعاتی به اشتباه گرفته و یا به غلط وارد نشده باشد. سپس اطلاعات کینماتیکی و کینتیکی به وسیله فیلتر باترورث مرتبه چهار با انحراف فازی صفر به ترتیب در فرکانس‌های ۱۵ و ۵۰ هرتز فیلتر شدند. متغیرهای وابسته تحقیق فوق، حداکثر نیروی عکس‌العمل زمین، سفتی اندام تحتانی و جابه‌جایی زاویه‌ای مفصل زانو بودند. حداکثر نیروی عکس‌العمل عمودی زمین همان پیک نمودار نیروی عکس‌العمل عمودی زمین می‌باشد. با فرض در نظر گرفتن ماهیت فنر خطی بودن کل اندام با ضریب سفتی معین، حداکثر نیروی عکس‌العمل زمین



تصویر ۲. روی سطح کاملاً سفت، حرکت عمودی مرکز جرم تنها ناشی از تغییر طول اندام تحتانی است، با این حال روی سطح فنری، حرکت عمودی مرکز جرم ناشی از حرکت مرکز جرم به‌همراه حرکت سطح به سمت پایین است (برگرفته از تصویر تحقیق فریس و فیملی<sup>(۱۳)</sup>)

اندازه‌گیری مکرر برای محاسبه تفاوت بین اثر سطوح مختلف بر سفتی و نیروی عکس‌العمل زمین استفاده شد ( $P \leq 0.05$ ).

**یافته‌ها**

میانگین و انحراف استاندارد مقادیر مربوط به سفتی اندام، حداکثر نیروی عکس‌العمل عمودی زمین و جابه‌جایی زاویه‌ای مفصل زانو در ۵ سطح مختلف در جدول ۲ ارائه شده است. نتایج ارائه‌شده در جدول ۲ نشان می‌دهد در دو سطح با بیشترین (صفحه نیرو) و کمترین (۲۰۰ کیلونیوتن بر متر) سفتی، به دنبال افزایش سفتی سطح سفتی اندام کاهش می‌یابد، به طوری که بیشترین سفتی اندام در نرم‌ترین سطح و کمترین سفتی اندام در سفت‌ترین سطح وجود دارد. با این حال، در هر دوی این دو سطوح نیروی بیشینه عکس‌العمل زمین نسبت به سایر سطوح ناچیز می‌باشد که کاهش سفتی اندام تحتانی و افزایش جابه‌جایی زاویه‌ای مفصل زانو را می‌توان منشأ این تغییرات دانست.

در این جا تغییر طول کل سیستم اندام-سطح<sup>۱</sup> است که با استفاده از آننگرال‌گیری از نمودار نیروی عکس‌العمل عمودی زمین محاسبه می‌شود. با توجه به معلوم بودن سفتی سطح، تغییر طول سطح از طریق رابطه زیر محاسبه شد:

$$\Delta y_{surf} = \Delta y_{tot} - \Delta L$$

حاصل این معادله تغییر طول سطح<sup>۲</sup> است. تغییر طول سطح را می‌توان از طریق تقسیم حداکثر نیروی عکس‌العمل زمین به سفتی سطح تعیین نمود. سپس، با استفاده از تفریق تغییر طول کلی از تغییر طول سطح، به تغییر طول اندام دست پیدا می‌کنیم. متعاقباً، از طریق تقسیم حداکثر نیروی عکس‌العمل زمین به تغییر طول اندام می‌توان به ضریب سفتی عمودی اندام دست پیدا کرد.

از آمار توصیفی، میانگین و انحراف استاندارد برای توصیف اطلاعات، از آزمون کولموگروف-اسمیرنوف برای اطلاع از چگونگی توزیع اطلاعات، از آزمون آنالیز واریانس با

جدول ۲. میانگین، انحراف استاندارد و سطح معناداری آزمون آنالیز واریانس حداکثر نیروی عکس‌العمل زمین و سفتی اندام تحتانی در ۵ سطح مختلف

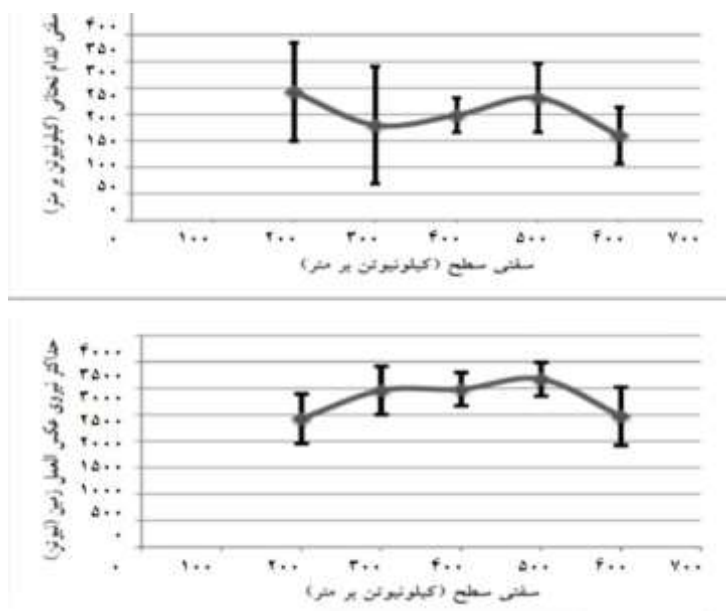
| متغیر/ سفتی                         | ۲۰۰               | ۳۰۰               | ۴۰۰               | ۵۰۰               | صفحه نیرو         |
|-------------------------------------|-------------------|-------------------|-------------------|-------------------|-------------------|
|                                     | کیلونیوتن بر متر  |                   |                   |                   |                   |
| سفتی (کیلونیوتن بر متر)             | ۲۴۲/۴۱<br>(۹۲/۵)  | ۱۷۹/۶<br>(۱۱۰/۷)  | ۱۹۸/۵<br>(۳۲/۴)   | ۲۳۱/۱<br>(۶۴/۸)   | ۱۶۰/۲۸<br>(۵۳/۴۸) |
| حداکثر نیروی عکس‌العمل زمین (نیوتن) | ۲۴۲۳/۸<br>(۴۶۹/۳) | ۲۹۵۸/۵<br>(۴۵۵/۶) | ۲۹۸۲/۸<br>(۳۱۱/۹) | ۳۱۷۳/۲<br>(۳۱۵/۹) | ۲۴۸۲/۷<br>(۵۴۹/۶) |
| جابه‌جایی زاویه‌ای مفصل زانو (درجه) | ۴۷<br>(۱۲/۲)      | ۴۳<br>(۱۶/۴)      | ۴۵<br>(۱۴/۵)      | ۴۱<br>(۹/۱)       | ۴۳<br>(۱۲/۵)      |

2 Δysurf

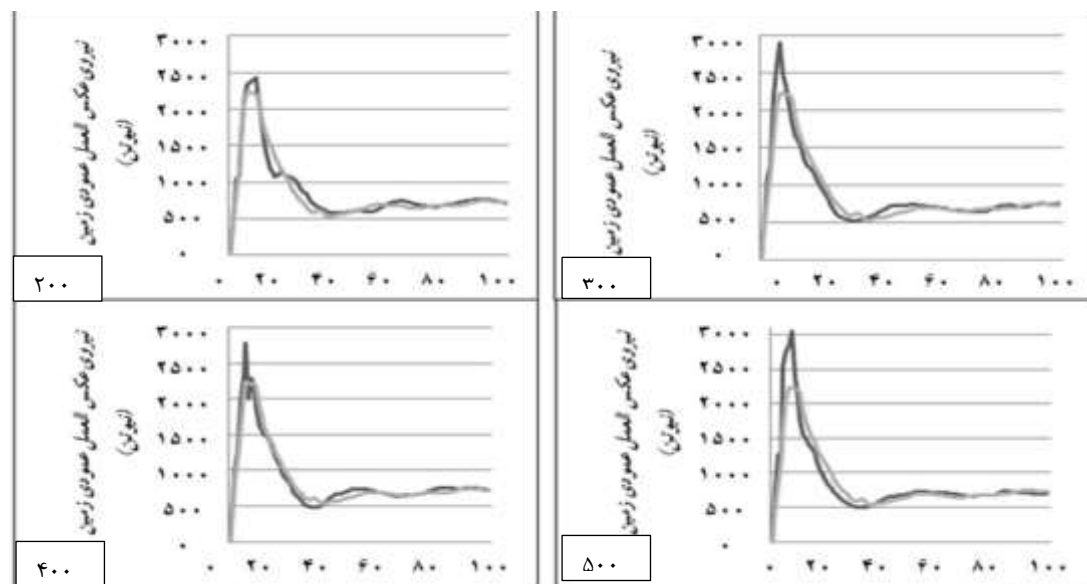
1 ΔyTotal

سفتی اندام در هنگام فرود روی صفحه نیرو (۶۰۰ در نمودار) با سایر سطوح تفات معناداری وجود دارد و سفتی در هنگام فرود روی صفحه نیرو (سفت‌ترین سطح) نسبت به سایر سطوح به‌طور معناداری کمتر می‌باشد ( $P < 0.05$ ). علاوه بر این، آزمون آنالیز واریانس با اندازه‌گیری مکرر نشان داد حداکثر نیروی اعمالی بر فرد در هنگام فرود روی صفحه نیرو به‌طور معناداری کمتر از سطوح با سفتی ۳۰۰ و ۴۰۰ کیلونیوتن بر متر بود ( $P < 0.05$ ). حداکثر نیروی عکس-العمل اعمالی بر فرد در هنگام فرود روی سطح با نرم‌ترین سطح (۲۰۰ کیلونیوتن بر متر) نیز به‌طور معناداری نسبت به سطح ۴۰۰ کیلونیوتن بر متر کمتر بود ( $P < 0.05$ ).

در تصویر ۳، نمودار مربوط به تغییرات سفتی اندام تحتانی و حداکثر نیروی عکس‌العمل زمین به دنبال فرود روی سطوح با سفتی مختلف به نمایش درآمده است. با توجه به یافته‌های این نمودار می‌توان گفت بیشترین سفتی اندام در کمترین سفتی سطح و کمترین سفتی اندام در بیشترین سفتی سطح رخ داده است. متعاقباً، حداکثر نیروی عکس-العمل زمین در هنگام فرود روی صفحه نیرو کمتر از اغلب سطوح فنری بود، به‌جز سطح با کمترین میزان سفتی که به نظر می‌رسد جابه‌جایی بیشتر مفصل زانو علت این کاهش نیروی عکس‌العمل (برخلاف افزایش سفتی) باشد. نتایج آزمون آنالیز واریانس با اندازه‌گیری مکرر نشان داد بین



تصویر ۳. الف) نمودار نشان‌دهنده تغییرات سفتی اندام به دنبال تغییر در سفتی سطح. ب) نمودار نشان‌دهنده تغییرات حداکثر نیروی عکس‌العمل عمودی زمین به دنبال تغییر در سفتی سطح



تصویر ۴. نمودار نیروی عکس‌العمل زمین در هنگام فرود روی صفحه نیرو (روشن) در مقایسه با فرود روی چهار سطح با سفتی‌های ۲۰۰، ۳۰۰، ۴۰۰ و ۵۰۰ کیلو نیوتن بر متر (تیره)



## نتیجه‌گیری

هدف از انجام تحقیق حاضر تأثیر سفتی سطح بر ریسک وقوع آسیب‌های ناشی از اعمال نیروی عکس‌العمل زمین بود. نتایج این تحقیق در خصوص اثر سفتی سطح بر سفتی اندام تحتانی در تأیید با اظهار نظر سایر محققین این حوزه در خصوص تعامل بین سفتی سطح و سفتی اندام بود<sup>[۱۴، ۱۶]</sup>، به گونه‌ای که با افزایش سفتی سطح و در سفت‌ترین سطح (صفحه نیرو)، سفتی اندام کاهش می‌یابد و به کمترین حد خود می‌رسد و در نرم‌ترین سطح (۲۰۰ کیلونیوتن بر متر) سفتی اندام به بیشترین حد خود می‌رسد. با این حال، در سطوح میانه (۳۰۰، ۴۰۰) اختلاف معنادار و تفاوتی بین سطوح مشاهده نشد. نتایج مربوط به اثر سطح بر نیروی عکس‌العمل عمودی زمین نیز تا حدودی در تأیید با نتایج ارائه‌شده توسط محققین دیگر<sup>[۱۸، ۲۱]</sup> بود، به طوری که در سطح با بیشترین سفتی (صفحه نیرو) کمترین پیک نیروی عکس‌العمل زمین اعمال می‌شود، ولی در سطوح دیگر نیروها تقریباً مشابه بود. هر چند تفاوت‌ها معنادار نبود، ولی در سه سطح ۳۰۰، ۴۰۰ و ۵۰۰ کیلونیوتن بر متر برعکس به دنبال افزایش سفتی سطح نیروی عکس‌العمل زمین نیز افزایش نشان داد. نکته دیگر در خصوص نتایج تحقیق کاهش نیروی اعمال در هنگام استفاده از سطح با سفتی ۲۰۰ کیلونیوتن بود که علت را می‌توان به جابه‌جایی بیشتر مفصل زانو در هنگام تماس و جذب نیروی بیشتر از این طریق نسبت داد.

در خصوص تعامل بین سفتی اندام تحتانی با سفتی سطح چنین عنوان شده است در صورتی که انسان روی سطحی با سفتی زیاد حرکتی کند، سفتی اندام خود را کاهش و برعکس، هنگامی که روی سطحی با سفتی کم حرکت می‌کند، سفتی اندام خود را افزایش می‌دهد<sup>[۱۴، ۱۶]</sup>؛ به عبارت دیگر، هنگامی که فرد روی سطحی نرم‌تر فرود می‌آید، به دلیل اینکه به دنبال نیروی اعمالی بر سطح، تغییر طول سطح بیشتر خواهد بود، فرد سعی می‌کند از طریق سفت‌تر کردن اندام خود موجب شود جابه‌جایی کمتری در مرکز جرم رخ دهد و از این طریق، تغییر طول بیشتر سطح را به وسیله تغییر طول کمتر مرکز جرم خود جبران نماید. برعکس، هنگامی که فرد روی سطحی با سفتی زیاد برخورد می‌کند، با توجه به این که نیروی اعمالی تغییر طول زیادی را در سطح به دنبال ندارد، فرد به منظور کاهش نیروهای اعمالی بیشتر از سوی سطح سفت‌تر (به دلیل افزایش ضربه به دنبال فرود روی سطح سفت‌تر) و حفظ الگوی طبیعی حرکت مرکز جرم خود، سفتی اندام خود را کم می‌کند، تا از طریق دامنه حرکتی بیشتر مفاصل به دنبال برخورد با سطح، نیروها تعدیل شده و الگوی طبیعی حرکت مرکز جرم حفظ شود. از سوی دیگر، این محققین ریشه این تغییر را در تغییر واکنش فرد به دنبال فرود روی سطوح مختلف دانستند؛ به این صورت که فرد در هنگام حرکت روی سطح نرم سفتی مفاصل و متعاقباً سفتی اندام خود را تغییر می‌دهد که متعاقباً این افزایش در سفتی اندام به ردوبدل شدن بهتر نیروی بین اندام و سطح و برعکس کمک کرده و موجب افزایش نیروی برگشتی از سوی زمین به فرد می‌شود. در این

شرایط چنین فرض می‌شود که فرد آگاهانه در هنگام فرود روی سطح با سفتی کمتر، سفتی اندام خود را افزایش می‌دهد و به همین نسبت نیروهای اعمالی بر اندام نیز ممکن است افزایش یابند، عاملی که به نظر نمی‌رسد هنگام فرود روی سطحی با سفتی نامعلوم به چشم بخورد. متعاقباً علت افزایش پیک نیروی عکس‌العمل زمین به دنبال کاهش سفتی سطح (به جز ۲۰۰ کیلونیوتن بر متر) را می‌توان به افزایش سفتی اندام ربط داد. در همین راستا، بالتیچ و همکاران<sup>[۱۸]</sup> در دویدن و مک‌نیت و همکاران<sup>[۲۰]</sup> در دراپ لند و آرامپاتزیس و همکاران<sup>[۱۱]</sup> در طی اجرای حرکت دراپ جامپ چنین عنوان کردند حرکت روی سطح با سفتی کم، واکنش افزایش سفتی مفصل خصوصاً مفصل زانو را به دنبال دارد که این افزایش سفتی مفصل زانو، جابه‌جایی کمتر مرکز جرم، فرود سفت‌تر و نیروی عکس‌العمل بیشتر را به دنبال دارد. با این حال، نتایج تحقیق کنونی حاکی از این مطلب بود که الگوی تغییرات زاویه‌ای مفصل زانو در تمام سطوح (به جز ۲۰۰ کیلونیوتن بر متر) مشابه می‌باشد و هیچ‌گونه تفاوت معناداری بین سطوح مختلف در این پارامتر به چشم نمی‌خورد؛ از این رو، به نظر می‌رسد آزمودنی‌های این تحقیق از استراتژی متفاوتی برای تطابق با سطوح مختلف استفاده کرده باشند. به عنوان مثال، آرامپاتزیس و همکاران<sup>[۱۱]</sup> از انتگرال پیش‌فعالیت عضله قبل از برخورد با زمین به عنوان یک استراتژی برای افزایش سفتی اندام در هنگام فرود یاد کردند، به طوری که افزایش پیش‌فعالیت عضلات پشت ساق موجب آماده‌تر شدن این عضلات برای واکنش در هنگام برخورد با سطح و کاهش سرعت زاویه‌ای ساق پس از برخورد می‌شود. از سوی دیگر، محققین دیگر از تغییر در سفتی مفصلی به عنوان یک استراتژی به منظور تغییر در سفتی اندام و متعاقباً تغییر در نیروی عکس‌العمل زمین یاد کردند.<sup>[۱۸، ۱۶]</sup> در همین راستا، فیرلی و همکاران<sup>[۱۶]</sup> از سفتی مفصل مچ پا به عنوان حساس‌ترین عامل در تنظیم سفتی مفصل و بالتیچ و همکاران<sup>[۱۸]</sup> و آرامپاتزیس و همکاران<sup>[۱۱]</sup> از سفتی مفصل زانو به عنوان عاملی مهم در تعیین سفتی اندام و متعاقباً تغییر در نیروی عکس‌العمل زمین استفاده نمودند؛ از این رو، به نظر می‌رسد تغییر در فعالیت عضلانی پیش از برخورد با سطح و متعاقب آن تغییر در سفتی مفصل استراتژی مورد استفاده توسط فرد به منظور تغییر در میزان سفتی و تغییر در نیروی عکس‌العمل زمین باشد.

## تشکر و قدردانی

با توجه به یافته‌های تحقیق حاضر چنین می‌توان نتیجه‌گیری کرد که در مورد انسان لزوماً سطح با سفتی بالاتر نمی‌تواند عاملی برای افزایش نیروی اعمالی به عناصر استخوانی-مفصلی باشد و برعکس سطح نرم‌تر، کاهش این نیروها و کاهش آسیب به عناصر استخوان-مفصلی را به دنبال ندارد. به نظر می‌رسد واکنش تطبیقی از سوی فرد در فعالیت عضلات و متعاقباً سفتی مفصلی پیش از فرود روی سطوح با سفتی مختلف علت این عامل باشد.

## منابع

1. Arampatzis, A., Bru'ggemann, G.-P., & Klapsing, G. (2001). Leg stiffness and mechanical energetic processes during jumping on a sprung surface. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 33, 923 – 931.
2. Arampatzis, A., Bru'ggemann, G.-P., & Klapsing, G. M. (2002). A three-dimensional shank – foot model to determine the foot motion during landings. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 34, 130 – 138.
3. Arampatzis, A., Morey-Klapsing, G., & Bru'ggemann, G.-P. (2003). The effect of falling height on muscle activity and foot motion during landings. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 13, 533 – 544.
4. Arampatzis, A., Schade, F., & Bru'ggemann, G.-P. (2004a). Effect of the pole – human body interaction on pole vaulting performance. *Journal of Biomechanics*, 37, 1353 – 1360.
5. Arampatzis, A., Stafilidis, S., Morey-Klapsing, G., & Bru'ggemann, G.-P. (2004b). Interaction of the human body and surfaces of different stiffness during drop jumps. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 36, 451 – 459.
6. Biewener, A. A. (1989). Scaling body support in mammals: Limb posture and muscle mechanics. *Journal of Science*, 245, 45 – 48.
7. Biewener, A. A. (1990). Biomechanics of mammalian terrestrial locomotion. *Journal of Science*, 250, 1097 – 1103.
8. Bohm, H., Cole, G. K., Bru'ggemann, G.-P., & Ruder, H. (2006). Contribution of muscle series elasticity to maximum performance in drop jumping. *Journal of Applied Biomechanics*, 22, 3–13.
9. Creby, M., Dixon, S. (2006). External frontal plane loads may be associated with tibial stress fracture. *Journal of Medicine Science Sport and Exercise*, 40: 1669–1674.
10. Milner, C., Ferber, R., Pollard, C., Hamill, J., Davis, I. (2006). Biomechanical factors associated with tibial stress fracture in female runners. *Journal of Medicine Science in Sports and Exercise*, 38, 323–328.
11. Nigg, B.M., Bahlsen, H., Luethi, S., Stokes, S. (1987). The influence of running velocity and midsole hardness on external impact forces in heel-toe-running. *J. Biomech*, 20, 951–959.
12. Hunter, J. P., Marshall, R. N., & McNair, P. J. (2004). Segment interaction analysis of the stance limb in sprint running. *Journal of Biomechanics*, 37, 1439 – 1446.
13. Nigg, B.M. (1990). The validity and relevance of tests used for the assessment of sports surfaces. *Journal of Medicine and Science in Sports and Exercise*, 22, 131-139.
14. Ferris, D. P., & Farley, C. T. (1997). Interaction of leg stiffness and surfaces stiffness during human hopping. *Journal of Applied Physiology*, 82, 15 – 22.
15. Winter, D.A., 2009. In *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*. Wiley, New York.
16. Farley, C. T., Houdijk, H. H., Van Strien, C., & Louie, M. (1998). Mechanism of leg stiffness adjustment for hopping on surfaces of different stiffnesses. *Journal of Applied Physiology*, 85, 1044 – 1055.
17. Hamill, J., Russell, E., Gruber, A., Miller, R. (2011). Impact characteristics in shod and barefoot running. *Journal of Footwear Science*, 3, 33–40.
18. Baltich, J., Maurer, K., Nigg, B.M. (2015). Increased vertical impact forces and altered running mechanics with softer midsole shoes. *Journal of PLoS ONE*, 10(4):1-11.
19. Butler, R. J., Crowell, H. P., & Davis, I. M. (2003). Lower extremity stiffness: Implications for performance and injury. *Journal of Clinical Biomechanics*, 18, 511–517.
20. McNitt-Gray, J. L. (1991). Kinematics and impulse characteristics of drop landings from three heights. *International Journal of Sport Biomechanics*, 7, 201–224.